

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **2000-262511**

(43)Date of publication of application : **26.09.2000**

(51)Int.Cl.

A61B 6/03
A61B 5/055
A61B 6/08
A61B 8/14
G01B 11/03
G01S 7/539

(21)Application number : **11-066612** (71)Applicant : **TOSHIBA IYO SYSTEM
ENGINEERING KK
TOSHIBA CORP**

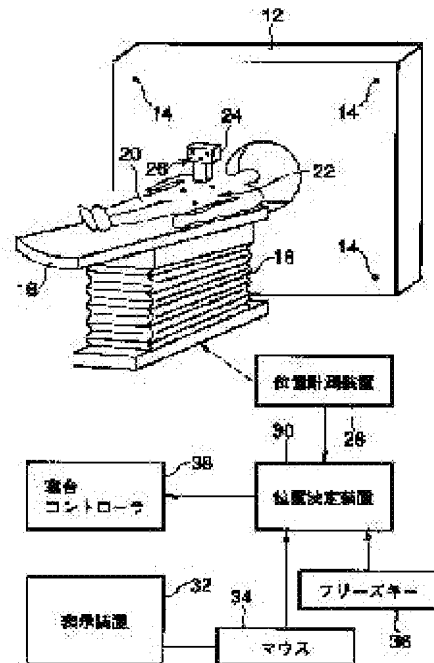
(22)Date of filing : **12.03.1999** (72)Inventor : **YUMIZA HISAYASU**

(54) TOMOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To position an X-ray CT in a shorter time without increasing exposure.

SOLUTION: The imaging section is determined by an ultrasonic diagnostic instrument. A location of a probable tumor is specified on an ultrasonic tomographic image and the movement of a bed top board 18 is controlled so that the specified point coincides with the imaging center of an X-ray CT. To make the coordinates of the ultrasonic diagnostic instrument match the coordinates of the X-ray CT, markers 26 and 14 are attached to a gantry of the X-ray CT and an ultrasonic probe 24 and the coordinates of the markers are previously measured by a position measuring device 28.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-262511

(P2000-262511A)

(43) 公開日 平成12年9月26日 (2000.9.26)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	サーチコード [*] (参考)
A 6 1 B 6/03	3 2 3	A 6 1 B 6/03	3 2 3 A 2 F 0 6 5
5/055		6/08	3 3 0 4 C 0 9 3
6/08	3 3 0	8/14	4 C 0 9 6
8/14		G 0 1 B 11/03	H 4 C 3 0 1
G 0 1 B 11/03		A 6 1 B 5/06	3 7 0 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 8 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平11-06612

(22) 出願日 平成11年3月12日 (1999.3.12)

(71) 出願人 594164531

東芝医用システムエンジニアリング株式会
社

東京都北区赤羽2丁目16番4号

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 弓座 久育

東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用
システムエンジニアリング株式会社内

(74) 代理人 100058479

弁理士 錦江 武彦 (外6名)

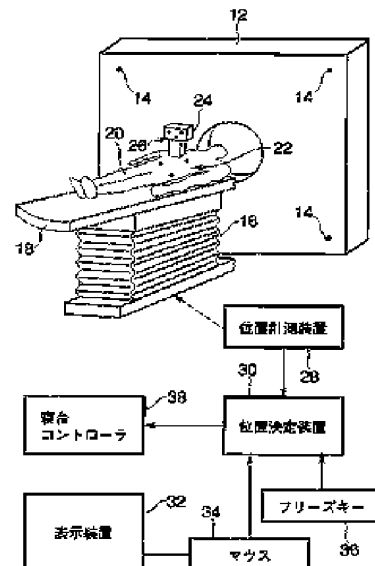
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 断面撮影装置

(57) 【要約】

【課題】 X線CT装置の位置決めを、被撮像を増やすこと無く、短時間に行う。

【解決手段】 超音波診断装置で撮影断面を決める。超音波断層像上で腫瘍と思われる箇所を指定し、この指定点とX線CT装置の撮影中心とが一致するように、寝台天板(18)の移動を制御する。超音波診断装置の座標とX線CT装置の座標とを一致させるために、超音波プローブ(24)、X線CT装置のガントリ(10)にマーク(26、14)を取り付け、事前にこれらのマークの座標を位置計測装置(28)で計測しておく。



(2)

特開 2000-262511

1

2

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブの位置と、断層撮影装置の撮影中心との位置を求める位置計測装置と、
超音波断層像上で撮影したい部位を指定する入力装置とを具備し、
前記入力装置により指定された撮影部位と撮影中心とが一致するように、被検体の位置決めを行うことを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 2】 前記位置計測装置は、位置計測点に配置されたマーカを含む平面を特定する 3 つのカメラからなり、2 つのカメラはマーカを含む 2 つの鉛直面を特定し、残りのカメラは 2 つの鉛直面の交線と交差しマーカを含む面を特定することを特徴とする請求項 1 に記載の断層撮影装置。

【請求項 3】 前記位置計測装置は、断層撮影装置に取付けられた少なくとも 3 つのマーカと、撮影中心においてマーカの位置を計測し、少なくとも 3 つのマーカと撮影中心との位置関係を求めることを特徴とする請求項 1、または請求項 2 に記載の断層撮影装置。

【請求項 4】 前記入力装置は、超音波断層像上の点の座標を前記位置計測装置の座標系で表わされる座標に変換する手段を具備することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の断層撮影装置。

【請求項 5】 前記入力装置は、超音波断層像をフリーズさせ、フリーズ画像上で撮影部位を指定することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか一項に記載の断層撮影装置。

【請求項 6】 被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブの撮影面と、断層撮影装置の撮影中心との位置を求める位置計測装置と、
超音波診断装置の表示を見ながら撮影する断面を指定する入力装置とを具備し、
前記入力装置により指定された撮影断面の所定の点が撮影中心と一致するように、被検体の位置決めを行うことを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 7】 断層撮影装置のマーカと撮影位置との位置関係を求める手段と、
被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブのマーカとモニタ上の点との位置関係を求める手段と、
モニタ上で撮影したい部位を指定する手段と、
前記断層撮影装置のマーカと前記プローブのマーカの座標を計測する手段とを具備し、
前記プローブの方向とモニタが表示する超音波断層像の方向が同じであり、
断層撮影装置のマーカと撮像位置との位置関係と、モニタ上の点と超音波プローブのマーカとの位置関係とに応じて、モニタ上で指定した部位を断層撮影装置の撮影位置とすることを特徴とする位置決めシステム。

【請求項 8】 断層撮影装置のマーカと撮影位置との位

置関係を求める手段と、

被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブのマーカとモニタ上の点との位置関係を求める手段と、
モニタ上で撮影したい部位を指定する手段と、
前記断層撮影装置のマーカと前記プローブのマーカの座標を計測する手段とを具備し、
前記プローブのマーカの寸法とモニタが表示する超音波断層像の寸法が同じであり、

断層撮影装置のマーカと撮像位置との位置関係と、モニタ上の点と超音波プローブのマーカとの位置関係とに応じて、モニタ上で指定した部位を断層撮影装置の撮影位置とすることを特徴とする位置決めシステム。

【請求項 9】 断層撮影装置のマーカと撮影位置との位置関係を求める手段と、

被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブのマーカとモニタ上の点との位置関係を求める手段と、
モニタ上で撮影したい部位を指定する手段と、
前記断層撮影装置のマーカと前記プローブのマーカの座標を計測する手段とを具備し、

前記プローブのマーカが存在する平面と、断層撮影装置の断層面の方向が同じであり、
断層撮影装置のマーカと撮像位置との位置関係と、モニタ上の点と超音波プローブのマーカとの位置関係とに応じて、モニタ上で指定した部位を断層撮影装置の撮影位置とすることを特徴とする位置決めシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、体内の胆嚢等を撮影する X 線コンピュータ断層撮影装置（以下、X 線 CT 装置と略称する）、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置と略称する）、核医学診断装置（以下、ガンマカメラと称する）等の画像再構成処理を伴う断層撮影装置に関し、特にその撮影位置決めに関する。

【0002】

【従来の技術】従来、X 線 CT 装置で腫瘍等を撮影する場合に、断層撮影前に、いわゆる透視撮影を行い、撮影断面（実際には断面の範囲）を決めることが行われている。X 線を利用する診断装置、撮影装置の最も重要な問題は X 線の被曝量である。被曝量をできるだけ低減することが、人体に対して好ましい。しかし、透視撮影を行うと、その分、被曝量が増えてしまうという欠点がある。ここで、透視撮影をしないで、体外からの見当だけで断層撮影を行なっても、次のような理由で被曝量が増えてしまう。見当をつけた撮影範囲が実際の診断に必要な範囲よりも大きい場合、必要以上の被曝を与えてしまう。反対に、見当をつけた撮影範囲が必要範囲よりも小さい場合は、当該撮影では撮影したい断面の像を得ることができないので、再度の撮影を行う必要があり、最初の撮影分の被曝量が無駄になってしまう。

【0003】一方、X 線 CT 装置を利用する肺ガンの検

(3)

特開2000-262511

3

4

団検診、集団検査等では、撮影する範囲を決めるために、肺尖部、肺底部の断層像を数枚撮影し、撮影する範囲を決めることが行われている。この場合も、上述の場合と同様に、数枚の肺尖部、肺底部の画像を撮影する分だけ、被曝が増えてしまう。さらに、肺尖部、肺底部の撮影は体外から見当をつけて位置決めするので、最初の撮影で肺尖部、肺底部が必ず撮影できるとは限らず、やはり繰り返しのため被曝量が増えてしまうことがある。

【0004】この撮影断面の位置決め問題は、被曝量の増大以外にも、撮影時間の増大をもたらす。これは、大量の被検者を短時間に効率良く撮影したい集団検診等では、特に深刻である。さらに、撮影断面の位置決め問題は、X線CT装置以外にも、MRI装置、ガンカメラ等の断層撮影装置でも同様に起こり得る。

【0005】また、外科手術中に、その手術の効果を確認するために、縫傷等をX線CT装置、MRI装置等で撮影したいことがある。この場合、患者は非常に衰弱しているので、低侵襲（安全、確実、短時間）な撮影が重要である。何故ならば、被曝量や断層撮影時間は、術後の回復や、5年生存率等に非常に影響を与えるからである。この点からも、瞬時に正確な位置決めを行ない、必要な断面のみを短時間に撮影することが望ましい。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】このように従来の画像再構成を伴う断層撮影装置では、撮影位置を決めるために、被曝量が増える、あるいは時間がかかるという問題点があった。

【0007】本発明の目的は被曝量が増える、あるいは時間がかかることなく、撮影位置決めができる断層撮影装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】前記課題を解決し目的を達成するために、本発明は以下に示す手段を用いている。

【0009】（1）本発明の断層撮影装置は、被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブの位置と、断層撮影装置の撮影中心との位置を求める位置計測装置と、超音波断層像上で撮影したい部位を指定する入力装置とを具備し、前記入力装置により指定された撮影部位と撮影中心とが一致するように、被検体の位置決めを行うものである。

【0010】（2）前記位置計測装置は、位置計測点に配置されたマーカを含む平面を特定する3つのカメラからなり、2つのカメラはマーカを含む2つの鉛直面を特定し、残りのカメラは2つの鉛直面の交線と交差しマーカを含む面を特定することを特徴とする（1）に記載の断層撮影装置である。

【0011】（3）前記位置計測装置は、断層撮影装置に取付けられた少なくとも3つのマーカと、撮影中心においたマーカの位置を計測し、少なくとも3つのマーカ

と撮影中心との位置関係を求めることを特徴とする

（1）、または（2）に記載の断層撮影装置である。

【0012】（4）前記入力装置は、超音波断層像上の点の座標を前記位置計測装置の座標系で表わされる座標に変換する手段を具備することを特徴とする（1）乃至（3）のいずれかに記載の断層撮影装置である。

【0013】（5）前記入力装置は、超音波断層像をフリーズさせ、フリーズ画像上で撮影部位を指定することを特徴とする（1）乃至（4）のいずれかに記載の断層撮影装置である。

【0014】（6）前記断層撮影装置はX線コンピュータ断層撮影装置であることを特徴とする（1）乃至（5）のいずれかに記載の断層撮影装置である。

【0015】（7）前記断層撮影装置は磁気共鳴イメージング装置であることを特徴とする（1）乃至（5）のいずれかに記載の断層撮影装置である。

【0016】（8）前記断層撮影装置は磁気共鳴断層装置であることを特徴とする（1）乃至（5）のいずれかに記載の断層撮影装置である。

【0017】（9）また、本発明の第2の断層撮影装置は、被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブの撮影面と、断層撮影装置の撮影中心との位置を求める位置計測装置と、超音波診断装置の表示を見ながら撮影する断面を指定する入力装置とを具備し、前記入力装置により指定された撮影断面の所定の点が撮影中心と一致するように、被検体の位置決めを行うものである。

【0018】（10）本発明の位置決めシステムは、断層撮影装置のマーカと撮影位置との位置関係を求める手段と、被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブのマーカとモニタ上の点との位置関係を求める手段と、モニタ上で撮影したい部位を指定する手段と、前記断層撮影装置のマーカと前記プローブのマーカの座標を計測する手段とを具備し、前記プローブの方向とモニタが表示する超音波断層像の方向が同じであり、断層撮影装置のマーカと撮像位置との位置関係と、モニタ上の点と超音波プローブのマーカとの位置関係とに応じて、モニタ上で指定した部位を断層撮影装置の撮影位置とするものである。

【0019】（11）本発明の他の位置決めシステムは、断層撮影装置のマーカと撮影位置との位置関係を求める手段と、被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプローブのマーカとモニタ上の点との位置関係を求める手段と、モニタ上で撮影したい部位を指定する手段と、前記断層撮影装置のマーカと前記プローブのマーカの座標を計測する手段とを具備し、前記プローブのマーカの寸法とモニタが表示する超音波断層像の寸法が同じであり、断層撮影装置のマーカと撮像位置との位置関係と、モニタ上の点と超音波プローブのマーカとの位置関係とに応じて、モニタ上で指定した部位を断層撮影装置の撮影位置とするものである。

(4)

特開2000-262511

5

6

【0020】(12)本発明のさらに他の位置決めシステムは、断層撮影装置のマーカと線影位置との位置関係を求める手段と、被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置のプロープのマーカとモニタ上の点との位置関係を求める手段と、モニタ上で撮影したい部位を指定する手段と、前記断層撮影装置のマーカと前記プロープのマーカの座標を計測する手段とを具備し、前記プロープのマーカが存在する平面と、断層撮影装置の断層面の方向が同じであり、断層撮影装置のマーカと線影位置との位置関係と、モニタ上の点と超音波プロープのマーカとの位置関係とに応じて、モニタ上で指定した部位を断層撮影装置の線影位置とするものである。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明による断層撮影装置の実施形態を説明する。

【0022】第1の実施形態

図1は本発明の第1の実施形態に係る断層撮影装置の全体構成を示す概略図である。ここでは、断層撮影装置としてはX線CT装置を例にとり説明するが、MRI装置、ガンマカメラ等でもよく、再構成処理を伴うものであれば、何でもよい。X線CT装置のガントリ12には4個、あるいは3個にマーカ14が埋め込まれる。マーカ14はX線CT装置の位置と向きとを求めるためのものであり、後述する位置計測装置28により位置(3次元座標)が検出可能であればよく、位置計測装置28の検出原理に応じて適宜選ばれる。ここでは、位置計測装置28はマーカ14からの光を受光して、マーカの位置を検出するものとする。そのため、マーカとしては直径1cm程度のLED等の発光素子が用いられる。寝台16の天板18上の患者20にも、少なくとも3つのマーカ22が取付けられる。患者マーカ22はガントリマーカ14とは発光色が異なるものが用いられる。これは、位置計測装置28は各マーカの位置は計測できるが、どのマーカであるかを区別できないので、色の違いによりマーカの区別をするためである。

【0023】本実施形態は位置決めのための画像は、X線CT装置で撮影する透視像(スキュノグラム)や断層像ではなく、リアルタイム性に優れた超音波診断装置で撮影する超音波断層像である。このため、超音波プロープ24が備えられ、プロープ24にも少なくとも3つのマーカ26が埋め込まれる。線影位置決めを行うためには、少なくともプロープ24とガントリ12との間の位置関係、必要に応じて患者20とガントリ12との位置関係を調べる必要があるため、これらのマーカ14、22、26の座標を求める位置計測装置28が設けられる。位置計測装置28の計測結果(x、y、z座標値)は位置決定装置30に入力される。超音波画像(Bモード断層像)を表示する表示装置32上で腫瘍の位置を指定するマウス34、及び腫瘍が見つかった時、断層像をフリーズするフリーズキー36も位置決定装置30に接

続される。位置決定装置30はX線CT装置の寝台コンローラ38に位置制御信号を与え、天板18の位置(スライド量、高さ)を変化して線影位置(断面)を制御する。

【0024】位置計測装置28の一例を図2に示す。位置計測装置28は3つのカメラ28a、28b、28cを有し、左右のカメラ28a、28cはマーカ42を含む2つの鉛直面44a、44cを特定することができる。これにより、マーカ42のx座標、y座標が求められる。図示の便宜上、マーカ42が原点に位置するように図示されているが、マーカ42は原点にある必要はない。真中のカメラ28bはマーカ42を含み、上記2つの鉛直面に交差する水平方向の面44b、すなわちマーカ42のz座標を特定する。この座標系は位置計測装置28が定義する1つの座標系であり、位置計測装置28が移動しても、座標系は不変である。これにより、ガントリ12、超音波プロープ24、患者20の位置関係が求められる。

【0025】以上のような構成の本実施形態は次の手順により、線影断面を位置決める。本実施形態は、超音波断層像上で診断部位を指定し、この位置をX線CT装置の撮影中心に一致させるように寝台16の天板18の位置を調整するものである。このため、X線CT装置と超音波断層像との位置関係を求める必要がある。

【0026】(1) 先ず、X線CT装置の位置を求める。X線CT装置の位置とはガントリ12の中心の線影中心である。図3に示すように、ガントリ12内に患者を入れない状態で線影空間のみを撮影する。この時、線影中心を求めるためのマーカ50を1つ用意して、線影空間内の線影中心と思える場所に配置する。この状態で断層像を得るためのスキャンを行ない、モニタ52に断層像を表示する。モニタ52は画面の中心(ここでは、クロスカーソルがひょうじされている)が線影中心になるように調整されており、マーカ50の画像50Aが画面の中心に位置するように、マーカ50の位置を調整する。そして、マーカ画像50Aがモニタ52の画面中心と一致すると、位置計測装置28により、ガントリのマーカ14と中心マーカ50の位置を計測する。これにより、ガントリ12に対する線影中心の位置が分かる。すなわち、マーカ14の座標が分かれば、マーカ50がなくとも、線影中心の座標が分かることになる。なお、ガントリ12に対する線影中心の座標が予め分かっている場合は、この(1)の処理は省略可能である。また、この処理は位置決め毎に実行する必要はなく、最初の位置決め時に実行し、位置決定装置30にこの情報を記憶させておけば、2回目からは省略可能である。

【0027】(2) 次に、超音波断層像と超音波プロープ24のマーカ26との位置関係を求める。これは、表示装置32に表示した超音波断層像のスケールが患者における実際のスケールと同じになるように、表示装置3

(5)

特開2000-262511

7

8

2の表示倍率を設定することにより行われる。すなわち、画面上での1cmの距離は、原寸でも1cmとする。このようにすると、超音波断層像画面上で点Qを指定すると、点Qの画面上の座標からマーク26に対する点Qの座標が分かる。例えば、図4において3つのマーク26のうちの患者に最も近い1つのマーク（この座標が(0, 15, 0)とする）から10cm真下の点Qが指定されたとすると、点Qの座標は(0, 5, 0)となる。この(2)も最初の位置決め時のみに実行すればよく、2回目からは省略可能である。

【0028】(3)位置計測装置28により、X線CT装置のガントリ10のマーク14、超音波プローブ24のマーク26、患者のマーク22を同時に撮影する。これにより、位置計測装置28の座標系で全てのマークの位置を表現することができる。また、ガントリマーク14の座標が分かるということは、図3に関連して説明したように、撮影中心50の位置も分かることになる。これらの位置情報は位置決定装置30に入力される。

【0029】(4)この後、患者20を舞台16の天板18上に載置し、断層撮影に入る。まず、超音波プローブ24を患者20にあててBモード断層像を撮影し、表示装置32の表示画像を基に、撮影対象である腫瘍等を探す。超音波プローブ24は鉛直方向のみならず、患者の体表に対して傾かせて撮影対象を探しても構わない。腫瘍と思われるものが見えた場合、フリーズキー36を押し、その瞬間の超音波断層像をフリーズ（動画が静止画になる）する。フリーズ時の超音波プローブ24のマーク26、患者20のマーク22の位置を計測し、その座標を位置決定装置30に取り込む。そして、図5に示すように、表示装置32のフリーズ画面で、撮影対象である腫瘍58等の位置にマウスカーソル54を合わせてマウス34をクリックする。上記(2)で説明したように、超音波プローブ24のマーク26と表示装置32の画面との対応関係が既知であるので、超音波画像上で腫瘍58を指定すると、超音波プローブ24に対する腫瘍58の位置、すなわち位置計測装置28の座標系における位置が求められる。この腫瘍の位置情報も位置決定装置30に入力される。

【0030】なお、超音波画像上の指定点から位置計測装置28の座標系における位置が求められるのは、上記(3)からフリーズ時まで間に患者が動いていないという前提が必要である。もしも、上記(3)で取り込んだ患者マーク22の位置とフリーズ時に取り込んだ患者マーク22の位置がずれている場合は、求めた腫瘍の座標をそのずれ分だけ補正する必要がある。この補正は、マーク使った位置合わせにおいて公知であり、例えば、次の文献に詳細に記載されている。

【0031】"Simultaneous Usage of Homologous Points, Lines, and Planes for Optimal, 3-D, Linear Registration of Multimodality Imaging Data", Charles

R. Meyer, Gregg S. Leichtman, James A. Brunberg, Richard L. Wahl, and Leslie E. Quin, IEEE transactions on Medical Imaging, Vol. 14, No. 1, March 1995 (5)以上の処理により、位置決定装置30はX線CT装置のガントリ10の撮影中心と患者20の撮影部位の位置（ともに位置計測装置28の座標系で表わされる）を求めることができる。そのため、位置決定装置30は両者が一致するように、舞台コントローラ38を制御して、天板18の高さ、スライド台（ガントリ10内への挿入量）を制御する。

【0032】以上の5つの処理を流れ図として示したのが図6である。

【0033】以上説明したように、本実施形態によれば、ガントリと同じ座標系で位置と向きが表わされリアルタイム性に優れた超音波断層像を用いて撮影部位を指定するので、被曝量を増やすことなく、しかも短時間に位置決めすることができる。

【0034】以下、本発明による断層撮影装置の他の実施形態を説明する。他の実施形態の説明において第1の実施形態と同一部分は同一参照数字を付してその詳細な説明は省略する。

【0035】第2実施形態

第2の実施形態のブロック図は第1の実施形態のブロック図と同一であるので、図示省略する。第1の実施形態では、処理(4)超音波断層像の一点を指定し、撮影する位置を決めたが、一点を指定しないで、撮影する断面だけを決めても良い。この方法は、肺野等を撮影する場合に適している。処理の殆どは、第1の実施形態と同じであるが、フリーズキー36を押した時に表示装置32の画面上に表示されている断面を撮影断面とし、断面の指定はするが、位置の指定は省略した点が異なる。すなわち、第2実施形態はフリーズ画面上で腫瘍を指定するマウス34は不要である。

【0036】図7は第2実施形態における撮影断面の指定の位置の位置決めの様子を示す。第1実施形態では、超音波断層撮影する(4)の処理において、撮影対象を探る際の超音波プローブ24の向きは鉛直方向のみならず、患者の体表に対して傾かせても構わないが、第2実施形態では、超音波断面が撮影断面となるので、超音波断面は略鉛直面とすることが好ましい。その理由は、第2実施形態では超音波プローブ24の体軸方向の位置が撮影面となるので、超音波プローブ24の先端から腫瘍等の位置が離れている場合に、超音波プローブを傾ければ傾けるほど腫瘍の位置がずれ、精度が低下するからである。そのため、最初に座標を求める上記(3)の処理で、超音波プローブ24を鉛直方向として平面Vの位置でガントリ12、プローブ24、患者20の位置を計測する。次に、超音波プローブを平行移動し、腫瘍を含む平面Wを探る。この平面Wの体軸方向の座標が求められると、この座標とガントリ12の撮影中心の体軸

方向の座標とが一致するように標台天板18の位置を調整する。

【0037】なお、撮影断面を超音波プローブ24が患者の体表に接する位置を含む鉛直面としたが、これに限らず、例えばマーカ26の重心を通る鉛直面等にしても良い。

【0038】このような第2実施形態によれば、第1実施形態の効果に加えて、断面を見つけるだけで位置決めが実行できるので、さらなる時間の短縮が実現できる効果がある。

【0039】変形例

本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば、上述の説明では、断層撮影装置としてはX線CT装置を例に取り説明したが、他の撮影装置、例えば、MRI装置、ガンマカメラ等でも良い。

【0040】フリーズキー36は単独で設けたが、設ける場所はこれに限定されず、別な場所、例えば、図8に示すように超音波プローブ24に取付けても良い。

【0041】マーカ14、22、26は発光素子としたが、位置計測装置28がマーカに光を照射し、その反射光を受光して計測を行う場合は、単なる色付きガラス球等でも良い。また、大きさも1cmの球形に限らず、一辺が3cm程度の立方体等でも良い。さらに、材質もガラスに限らず、プラスチック等でも良い。

【0042】撮影する断層像の向きは標台に対して鉛直面としたが、これに限らず、斜めの方向でも良い。

【0043】位置決め中に患者が動いた場合の検出座標の補正のために、患者にもマーカ22をつけて、患者が殆ど動かないことが予想される場合は、このマーカ22は省略することができる。

【0044】第1実施形態では、マウス34で指定された点の位置を撮影位置としたが、指定の方法はこれに限定されず、別な方法でもよい。例えば、超音波断層像を2値化して、腫瘍と思われる領域を自動的に抽出し、その抽出領域の重心等でも良い。

【0045】超音波断層像を表示する表示装置32のスケールを実寸としたが、この比が既知であればよく、別なスケール、例えば、実寸の1/2等でも良い。

【0046】超音波断層像はプローブの方向と同じ断面面で撮影され、表示装置32の向きと超音波断層像の向きが同じであるとしたが、近年3次元プローブが開発されており、超音波断層像は必ずしもプローブの方向と同じ面に限らず、プローブの方向に対して傾いて（例えば、10度）いても良い。

【0047】第1実施形態では、超音波画像をフリーズし、腫瘍と思われる位置を指定したが、指定の方法はこれに限定されず、別な方法、例えば、画像をフリーズしないで、マウス34がクリックされた瞬間の位置等でも良い。さらに、腫瘍と思われる位置を一点指定し、これ

を断層像の撮影装置としたが、指定は一点に限定されず、他の点数、例えば、三点を指定し、標台天板18を三箇所に動かして腫瘍等を撮影する等でも良い。

【0048】また、フリーズキー36を押すことにより、超音波断層像をフリーズしたが、フリーズする方法はこれに限定されず、別な方法、例えば音声により、フリーズさせる等でも良い。

【0049】また、撮影装置の撮影位置をガントリ12の中心としたが、マーカ14の座標に対する画像上での位置が分かっているれば、必ずしも中心でなくても良い。さらに、ガントリ12に対する撮影中心の位置が既知であれば、

【0050】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、下記のような作用効果を奏する。

【0051】（1）断層撮影装置と同じ座標系で位置と向きが表わされリアルタイム性に優れた超音波断層像を用いて、撮影部位を指定するので、X線透視を省略でき、被曝を少なくできるとともに、時間を短縮できる。

【0052】（2）断層撮影装置と同じ座標系で位置と向きが表わされリアルタイム性に優れた超音波断層像を用いて、撮影部位を指定するので、撮影する範囲を決めるための数枚の断層撮影を省略でき、被曝を少なくできるとともに、時間を短縮できる。

【0053】（3）撮影する範囲を正確に特定できるため、撮影が失敗し、再撮影を行う必要が無く、被曝を少なくできるとともに、時間を短縮できる。

【0054】（4）断層撮影装置と同じ座標系で位置と向きが表わされリアルタイム性に優れた超音波断層像を用いて、撮影部位を指定するので、瞬時に腫瘍等を撮影でき、位置決めのための時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による位置決め機構を有するX線CT装置の構成を示すブロック図。

【図2】位置決め機構に用いられる位置計測装置の原理を示す図。

【図3】ガントリのマーカと撮影中心との位置関係を説明する図。

【図4】超音波プローブのマーカと超音波断層像を表示しているモニタとの関係を説明する図。

【図5】腫瘍と思われるモニタ上の位置の指定の方法について説明する図。

【図6】第1実施形態の位置決め処理を説明する流れ図。

【図7】第2実施形態の位置決め処理を説明する図。

【図8】フリーズキー36の配置に関する変形例を示す図。

【符号の説明】

12…ガントリ

14、22、26…カラーマーカ

(7)

特開2000-262511

11

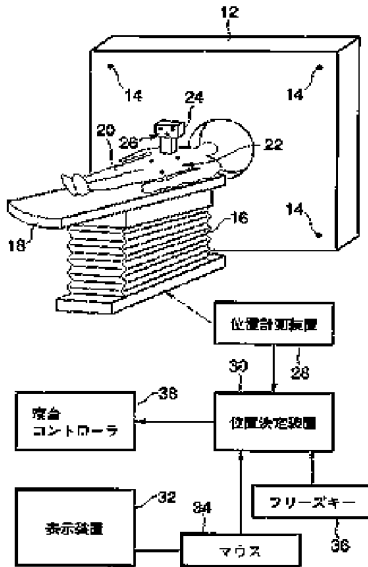
12

- 18…天板
20…患者
24…超音波プローブ
28…位置計測装置
30…位置決定装置

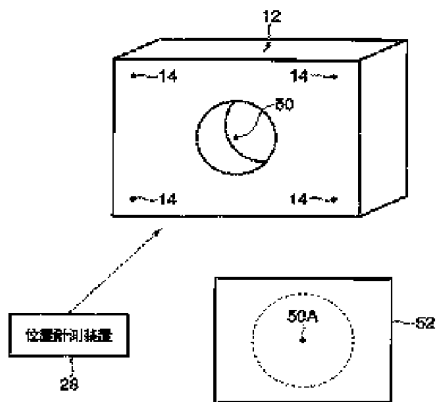
- * 32…表示装置
34…マウス
36…フリーズキー
38…舞台コントローラ

*

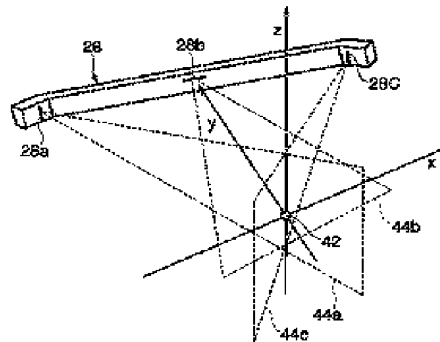
【図1】



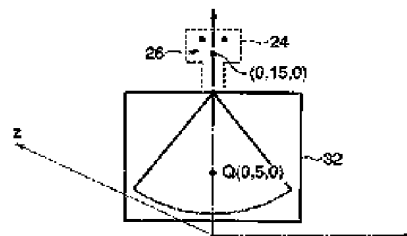
【図3】



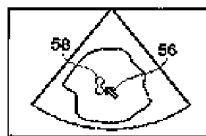
【図2】



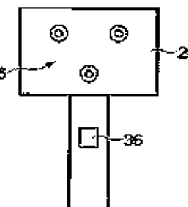
【図4】



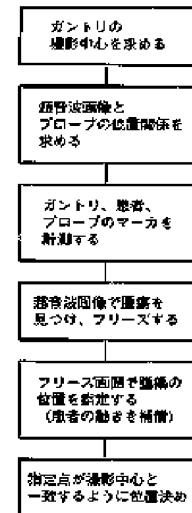
【図5】



【図8】



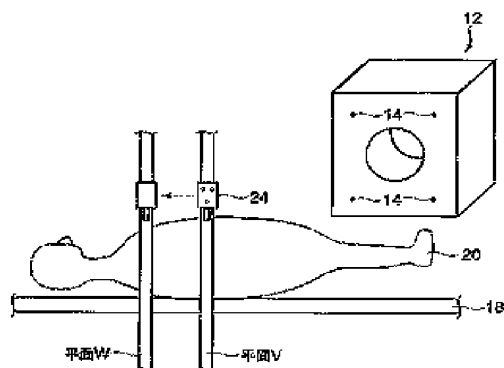
【図6】



(8)

特開2000-262511

【図7】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl.

識別記号

F i

サーチコード(参考)

G 0 1 S 7/539

G 0 1 S 7/62

D

F ターム(参考) 2F065 AA03 AA04 AA54 BB05 CC16
 DD06 FF04 FF09 JJ03 JJ24
 JJ26
 4C093 AA22 CA15 CA17 CA34 EC41
 ED06 ED07 EE01 EE02 EE30
 FA36 FA43 FG05 FG12 FG13
 4C096 AA18 AB36 AB38 AB46 AD18
 AD23 DD09 DD12 DD13 EB05
 EB06 EB08 FC17 FC20
 4C301 GG02 EE13 EE14 EE19 GD02
 KK01 KK25 KK30
 5J083 AA02 AB17 AC30 AD01 AD13
 BA01 EA14 EA37 EB02 EB05